

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 09-299370

(43)Date of publication of application : 25.11.1997

(51)Int.Cl.

A61B 8/12

A61B 1/00

G01N 29/24

(21)Application number : 08-118981

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

(22)Date of filing : 14.05.1996

(72)Inventor : WAKABAYASHI KATSUHIRO
MIZUNUMA AKIKO
SAWADA YUKIHIKO

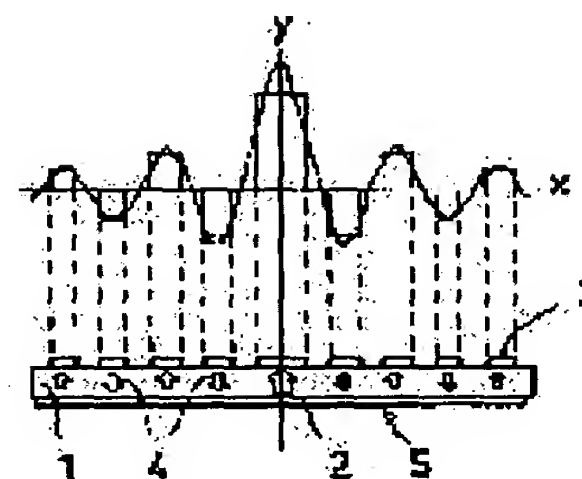
(54) ULTRASONIC PROBE

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an ultrasonic probe which can obtain high-resolution, good-quality images enabling the use of a relatively simple circuit and cope with the requirement for a decrease in diameter.

SOLUTION: This probe has a cable for transmitting driving voltage and echo signals, a piezoelectric element 5, an acoustic matching layer facing the acoustic radiating surface of the piezoelectric element 5, and a back load layer opposed to the acoustic matching layer, and is designed to transmit and receive ultrasonic waves. In this case, the piezoelectric element 5 which has a difference in the strength of spontaneous polarization depending on position within one piezoelectric element 5 is used, electrodes 2, 3 fitted on both of the principal planes of the piezoelectric element 5 are electrically connected to the cable, and the distribution of the strengths of the spontaneous polarization of the piezoelectric element 5 follows a

zero-order Bessel function and is made to correspond to the direction and magnitude of sound pressure radiated from that position.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開平9-299370

(43)公開日 平成9年(1997)11月25日

(51)Int.Cl. ⁶	識別記号	片内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/12			A 6 1 B 8/12	
1/00	3 0 0		1/00	3 0 0 F
G 0 1 N 29/24	5 0 2		G 0 1 N 29/24	5 0 2

審査請求 未請求 請求項の数1 O L (全 15 頁)

(21)出願番号 特願平8-118981

(22)出願日 平成8年(1996)5月14日

(71)出願人 000000376

オリンパス光学工業株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 若林 勝裕

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 水沼 明子

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 沢田 之彦

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリ
ンパス光学工業株式会社内

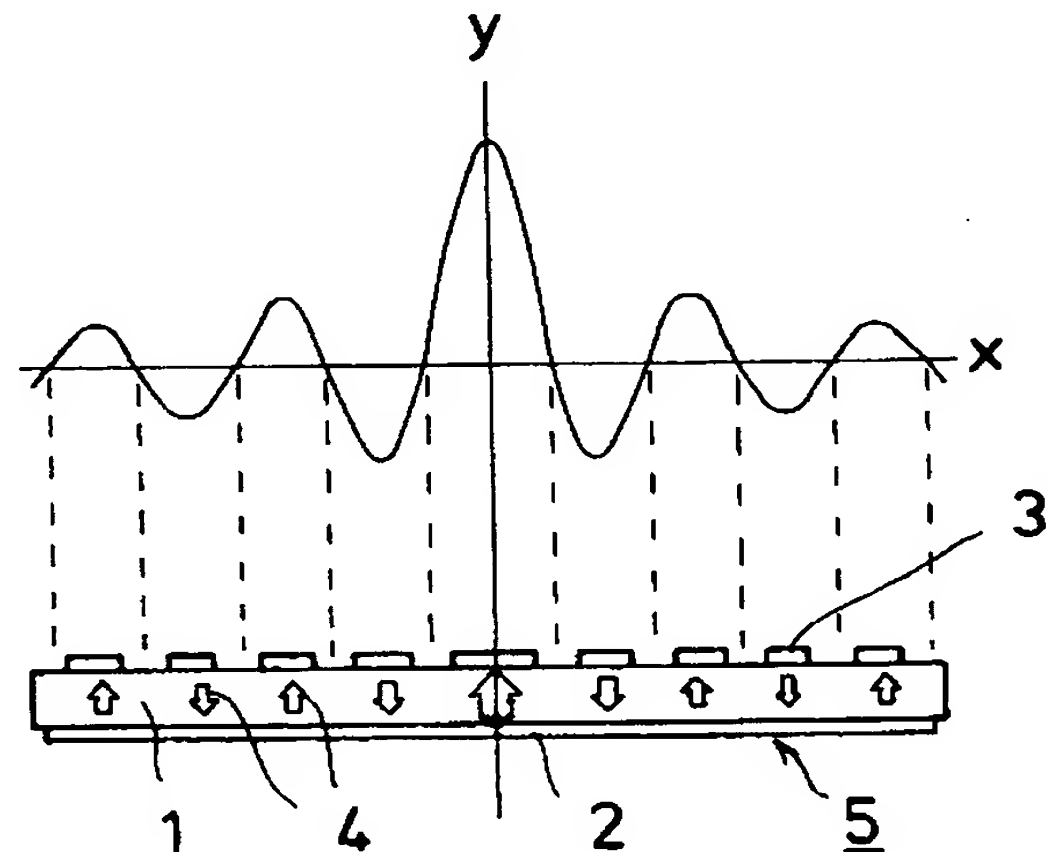
(74)代理人 弁理士 奈良 武

(54)【発明の名称】 超音波探触子

(57)【要約】

【課題】 比較的簡単な電気回路を使用できる高分解能で良質の画像を得ることができ、細径化の要請にも対応可能な超音波探触子を提供する。

【解決手段】 駆動電圧及びエコー信号を伝達するケーブルと、圧電素子5と、圧電素子5の音響放射面側音響整合層と、その反対側の背面負荷層とを有し、超音波を送受信する超音波探触子において、1枚の圧電素子5内で位置によって自発分極の強さに差を持つ圧電素子5を用い、前記圧電素子5の両主面に設けた電極2、3と前記ケーブルとを電気的に導通させ、前記圧電素子5の自発分極の強さの分布は、第0次のベッセル関数に従い、その位置より放射される音圧の向きと大きさに対応させるように分布させたものである。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 駆動電圧及びエコー信号を伝達するケーブルと、圧電素子と、圧電素子の音響放射面側音響整合層と、その反対側の背面負荷層とを有し、超音波を送受信する超音波探触子において、

1枚の圧電素子内で位置によって自発分極の強さに差を持つ圧電素子を用い、

前記圧電素子の両主面に設けた電極と前記ケーブルとを電氣的に導通させ、

前記圧電素子の自発分極の強さの分布は、超音波探触子からの音圧分布が以下の様に分布する様に定めたことを特徴とする超音波探触子。前記圧電素子の面上に、幾何学的対称軸と直交する直線を選び、この直線を x 軸とし、この x 軸の原点を、x 軸と圧電素子の幾何学的対称軸との交点とするとき、

前記 x 軸に対して a を任意の定数として第 0 次のベッセル関数 $y = J_0(x/a)$ を描き、x 軸上の各位置での $J_0(x/a)$ の値を、ある電圧パルスを加えた際に、 $J_0(x/a)$ の絶対値が大きい位置では自発分極を強く、 $J_0(x/a)$ の絶対値が小さい位置では自発分極を弱くするようにその位置より放射される音圧の向きと大きさに対応させる。 $J_0(x/a)$ が正の位置と負の位置とで自発分極の向きを逆にする。対称軸に沿って軸対称や線対称に圧電素子の自発分極の強さを分布させる。前記圧電素子の自発分極の向きは、圧電素子の全面で、両主面とほぼ垂直とする。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、医療用等で用いる超音波内視鏡用等において利用される超音波探触子に関する。

【0002】

【従来の技術】従来、超音波探触子の一般的な構造は、「医用超音波機器ハンドブック」、(社)日本電子機械工業会、コロナ社、P186等々に示される様に、背面負荷材の両面に一对の電極を形成した PZT で代表されるような圧電セラミックス板からなる圧電素子を接着し、更に音響整合層及び音響レンズを接着して作製される。

【0003】この超音波探触子は、上記圧電素子にパルスから百乃至数百ボルト程度の送信パルスを印加し、圧電素子の逆圧電効果により急速に変形を起こさせ、この振動を音響整合層及び音響レンズを通して効率よく被測定物の方へ放射パルスを放射させる。放射された超音波パルスは、医療用途に関しては体内の各組織の界面において、また、非破壊検査用に関しては被測定物内部の欠陥等の非連続部から反射された後に、再び音響レンズ及び音響整合層を通り圧電素子に機械的振動を加える。この機械的振動は圧電素子の圧電効果により電氣的な信号に変換され、観測装置によって観測される。

【0004】画像化した際の分解能を向上させるための

方法としては、放射する超音波ビームを細くするために、前記音響レンズや圧電素子の電極パターンを工夫したり、圧電素子自体を凹面化する方法が多々ある。また、電極を数分割し、印加する送信パルスの電圧に差を持たせたアニュラレイによる音場整形が試みられている。

【0005】また、超音波探触子として、例えば特開平 2-111198 号公報記載の発明がある。この発明は、図 36、図 37 に示すように、例えば、圧電セラミックス 151 の一方の面側に全面電極 152 を、他方の面側に分割電極 153a、153b、153c を付与したものである。これは、分極強度の分布を中心の分割電極 153a に大きな自発分極を持たせ、外周の分割電極 153c に至るほど自発分極を弱くした圧電素子 154 であり、また、この圧電素子 154 を使用した超音波探触子である。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の超音波探触子による超音波画像の分解能の向上方法にはそれぞれ一長一短があった。具体的には、現在公知技術である音響レンズや凹型圧電素子を使用した超音波探触子は、焦点近傍では超音波ビームが絞られて分解能の高い画像を得ることが出来るが、焦点から外れるに従いビーム幅は広くなり画像精度も悪くなる。そのため、実際に観察可能な至適観察距離は狭くなってしまうという課題があった。ここで、超音波探触子から放射される超音波ビームの音場を測定し、この半値幅を測定してみると、図 38 に示すように、ビーム幅の狭い領域が非常に短くなっており、実際に観測可能な至適観察距離（焦点深度）が狭いことがわかる（図 38 の横軸は超音波ビームを放射する面と測定位置との距離 X [mm]、縦軸は測定位置でのビーム幅 [mm] を示す）。尚、ビーム幅とは、ビーム軸上に直交する平面上でその面内における最大音圧 50% (-6 dB) 以上の部分を意味する。

【0007】また、アニュラレイタイプの超音波探触子を使用すると、パルスを数系統用意するか、回路を工夫する等して、リング状の各電極にかかる電圧の位相を制御することで、超音波ビームの集束点を変化させる（焦点深度を長くする）ことが可能なことが知られている。すなわち、観察したい位置に焦点を合わせて超音波を収束させ、その部分を鮮明に観察する事ができる。また、焦点を合わせる距離を変えながら数回超音波を送受信して、受信信号を合成し、広い範囲に亘って鮮明な画像を得ることも可能である。しかし、この方法では、圧電素子に複数のリード線を結線する必要が生じる。複数のリード線間でノイズが入らないようにするには、シールドを確実にする必要があり、医療用等で使用する超音波探触子においては細径化という点では不向きである。また、前記のように位相を制御するための複雑な電気回路が必要で観測装置のコストが大幅に上がってしまうと

いう課題がある。さらに、焦点距離を変えながら送受信した数回分の受信信号を合成する手法では、1枚の画像を取得するのに必要な時間が増大するために、フレームレート（単位時間当たりの画像数）が低下する。従って、被検者の体動や呼吸、心拍等があると画像がぶれて診断に差し支えるという課題が生じる。

【0008】更に、アニュラレイタイプの別な使用方法として、凹型振動子の場合、送信時には全ての部分を同時に駆動させて超音波を送信し、受信時は観測距離に応じて受信する部分の面積を増やして分解能を上げるという方法がある。しかし、この方法も前記の場合と同様で、配線が複雑になり製造が困難になるとともに、加算回路をはじめとする電気回路が複雑になり、コスト的にも高くなるとともに、信頼性の面でも低下を招くという課題があった。

【0009】超音波振動子から放射する超音波を、中央部は強く、辺縁部は弱くなるように分布させると、サイドローブ、つまり、本来意図しない方向への超音波の放射を低減できる。特に正規分布（ガウス分布）のグラフ形状の音圧分布を与えると、サイドローブ低減の効果が高い事が知られている。特開平2-111198号の発明はこの効果を狙ったものであるが、超音波を集束させる効果は無く、至適観察距離も短いという課題があった。超音波振動子から放射する超音波を、第0次のベッセル関数の形状に分布させると、その超音波は非回折型超音波ビーム、すなわち、拡散せずに伝搬する波となる事が知られている。このようにして得た非回折超音波ビームを用いると、超音波振動子の近傍から遠方まで均一な太さの超音波ビームによる画像を得る事ができる。つまり、近傍から遠方まで鮮明に焦点が合ったラインフォーカスの画像を得る事ができる。

【0010】このような超音波ビームを実現するためには、同心多重リング状の電極を付けた圧電素子を用い、各同心リング状電極にケーブルを介して駆動回路を接続して、各電極リングに印加する駆動電圧をベッセル関数状に分布させる方式が従来報告されている。しかし、この様な方法では、圧電素子に複数のケーブルを結線する必要がある。複数のケーブル間でノイズが入らないようにするには、シールドを確実にする必要があり、医療用、特に、体腔内等で使用する超音波探触子には細径化という点で不向きである。また、電圧と位相を制御するための複雑な電気回路が必要で観測装置のコストが大幅に上がってしまうという課題がある。

【0011】また、下記の文献には、本願発明と同様なベッセル分極型の圧電素子を得る方法が示されている。

題名：Bessel beam ultrasonic transducer：Fabrication method and experimental results

著者：D. K. Hsu F. J. Margetan

D. O. Thompson

出典：Appl. Phys. Lett. 55 (20), 13 Nov. 1989. P2066~2068

【0012】上記文献では以下の方法を用いている。

- ・2本の同心円状で深さの異なる溝と、中心の穴とを持つ圧電素子を制作する。

- ・溝と、反対側の面との間で、極性の異なる分極電圧を加えて分極する。この際、隣り合う溝及び穴には極性の異なる電圧を印加する。

- ・溝の部分を研磨して除去し、平板の圧電素子を得る。

【0013】しかし、この文献の方法で得られる圧電素子では以下の欠点がある。

- ・圧電素子を挟んで向かい合う電極間のみでなく、隣り合う電極間でも分極電圧が印加される為、図39に示した様に圧電素子154の主面に平行に分極される部分155が発生してしまう。そのため、電圧を与えて駆動する際に不要な振動が発生し易く、所望の周波数以外の超音波を、所望以外の方向に放射してしまう。それによって超音波画像上にアーティファクトが発生し、超音波画像の画質の低下をもたらす。

- ・分極後に圧電素子の大半を研磨除去するため、制作時間がかかる上、分極後の研磨工程や溝入れ工程を必要とし、歩留まりも悪くなる。

【0014】さらに、円形の圧電素子を使用する場合は、圧電素子の直径により圧電素子全体の大きさが決定されてしまう。また、体腔内走査用の超音波探触子では、被検者の苦痛低減や、適用部位の拡大の為に挿入部の細径化は最優先事項である。挿入部の細径化は使用する円形圧電素子の直径を小さくすることにつながる。しかし、圧電素子の直径を小さくし、有効面積を減少させると、電気的特性インピーダンスの不整合や送受信感度の低下を招き、得られる超音波画像の質が悪化してしまう。

【0015】本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ベッセル関数を基に部分的に分極強度を異ならせた圧電素子を使用するとともに、部品点数、とりわけケーブル数を少なくし、超音波振動子でベッセル型の非回折音場を得るように構成し、超音波ビームのラインフォーカス化を図り、比較的簡単な電気回路を使用して高分解能で良質の画像を得ることができ、細径化の要請にも対応可能な超音波探触子を提供することを目的とする。

【0016】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波探触子は、駆動電圧及びエコー信号を伝達するケーブルと、圧電素子と、圧電素子の音響放射面側音響整合層と、その反対側の背面負荷層とを有し、超音波を送受信する超音波探触子において、1枚の圧電素子内で位置によって自発分極の強さに差を持つ圧電素子を用い、前記圧電素子の両主面に設けた電極と前記ケーブルとを電氣的に導通

させ、前記圧電素子の自発分極の強さの分布は、超音波探触子からの音圧分布が以下の様に分布する様に定めたことを特徴とするものである。前記圧電素子の面上に、幾何学的対称軸と直交する直線を選び、この直線を x 軸とし、この x 軸の原点を、 x 軸と圧電素子の幾何学的対称軸との交点とすると、前記 x 軸に対して a を任意の定数として第 0 次のベッセル関数 $y = J_0(x/a)$ を描き、 x 軸上の各位置での $J_0(x/a)$ の値を、ある電圧パルス印加の際に、 $J_0(x/a)$ の絶対値が大きい位置では自発分極を強く、 $J_0(x/a)$ の絶対値が小さい位置では自発分極を弱くするようにその位置より放射される音圧の向きと大きさに対応させる。 $J_0(x/a)$ が正の位置と負の位置とで自発分極の向きを逆にする。対称軸に沿って軸対称や線対称に圧電素子の自発分極の強さを分布させる。前記圧電素子の自発分極の向きは、圧電素子の全面で、両主面とほぼ垂直とする。

【0017】以下に本発明についてさらに詳述する。本発明によれば、1 枚の圧電素子内で位置によって自発分極の強さに差を持つ圧電素子を用い、前記圧電素子の両主面に設けた電極と前記ケーブルとを電気的に導通させ、前記圧電素子の自発分極の強さの分布は、超音波探触子からの音圧分布が上記の様に分布する様に定めたので、部品点数、とりわけケーブル数を少なくし、比較的簡単な電気回路で利用できる高分解能な超音波探触子を提供できる。また、超音波ビームを一様にして、超音波画像の焦点深度を深くすることができ、これにより、超音波プローブ近傍から遠方まで鮮明な画像を得る事ができ、速やかに正確な診断を行うことが可能となる。また、本発明は、ベッセル関数を基に部分的に分極強度を弱めた圧電素子を使用することで、音場を整形しラインフォーカス化（焦点深度を長くする）を図り、高分解能な超音波画像を得ることができる。

【0018】ここで、ベッセル関数を基に決定するとは、以下の事を意味する。圧電素子の幾何学的対称軸と直交する直線を選ぶ。この直線を X 軸と呼ぶことにする。 x 軸の原点は、 x 軸と圧電素子の幾何学的対称軸との交点とする。この様に定義した x 軸に対して第 0 次のベッセル関数 $y = J_0(x/a)$ を描く。ここで a は任意の定数である。 x 軸上の各位置での $J_0(x/a)$ の値を、ある電圧パルス印加の際に、その位置より放射される音圧の向きと大きさに対応させる。すなわち、 $J_0(x/a)$ の絶対値が大きい位置では圧電素子の自発分極を強く、 $J_0(x/a)$ の絶対値が小さい位置では自発分極を弱くする。また、 $J_0(x/a)$ が正の位置と負の位置とで自発分極の向きを逆にする。対称軸に沿って軸対称や線対称に圧電素子の自発分極の強さを分布させる。自発分極の向きと大小は、図 2 に示す圧電素子 5 を構成する圧電セラミックス 1 の矢印の向きとその大小とで示している。

【0019】また、本発明は、前記分極時に圧電素子の少なくとも一方の表面電極を分割し、分極後に同一面の分割された電極を結線する。さらに、本発明は、前記ベッセル関数を基にした自発分極強度分布の値がゼロ及びその近傍の表面電極が少なくとも一方に無い圧電素子を用いる。

【0020】本発明の超音波探触子を構成する圧電素子 5 の自発分極の向き及び大小と、放射される音との関係を以下に説明する。一定の直流電圧を印加した時の圧電素子 5 の変形量は自発分極の強さに対応して定まる。また、圧電素子 5 の変形方向は自発分極の向きによって定まる。従って、自発分極の強さに分布を持つ圧電素子 5 の全面に同一の駆動電圧を印加すると、自発分極の強度分布に応じた形状の超音波の波面を得る事ができる。超音波探触子用の圧電素子 5 の分極強度を、部分的に分極電圧を変化させることにより、ベッセル関数的に分極の重み付けを行う。この圧電振動子 5 を使用した超音波探触子は、音響整合層を透過して疑似的なベッセルビームを観察物へ放射することが可能である。ベッセルビームは、伝搬によって拡散しない非回折波であり、超音波探触子から放射された放射パルスもほとんど拡がることなく伝搬していく。

【0021】前述の様に想定したベッセル関数を基にした自発分極強度分布に沿って少なくとも一方の電極を分割する。その後、各電極に分極電圧を加え、ベッセル関数に対応した自発分極強度を持つように分極する。このような本発明によれば、上述した作用に加えて、圧電素子 5 の分極時に圧電素子 5 の少なくとも一方の表面電極が分割され、この分割された電極にそれぞれ異なった電圧を印加し、各電極間毎に分極強度を変えた後電極を結線若しくは形成して、一本の同軸ケーブルで駆動可能な圧電素子 5 を用いて超音波探触子を構成できる。

【0022】また、本発明の圧電素子 5 においては、圧電素子 5 のベッセル関数の値がゼロに相当する部分及びその近傍の表面電極が少なくとも一方に無いため、この近傍は基本的に振動しない状態となるように電極パターンを設計したものである。

【0023】また、圧電素子 5 として、非円形の圧電素子 5 を使用することで、挿入部の細径化を図り必要な感度や電氣的インピーダンス整合を確保し、実用的な超音波画像の画質を確保できる。

【0024】

【発明の実施の形態】

（実施の形態 1）以下に本発明の実施の形態 1 を説明する。図 1 は圧電素子である圧電セラミックス 1 の平面図と断面図、図 2 はベッセル関数と圧電セラミックス 1 の分割電極の位置関係を表した断面図、図 3 はベッセル関数及び圧電セラミックス 1 の分割電極の位置そして分極の方向と強度を表した図、図 4 は超音波探触子のトランスデューサ部の断面図、図 5 は圧電セラミックス 1 とそ

の分割電極の位置そして分極の方向と強度を表した図、図 6 は超音波探触子の音響放射面近傍での音圧分布のグラフ、図 7 は図 3 8 と同様なビーム幅のグラフである。また、図 8 は圧電セラミックス 1 の分割電極 3 を導電性樹脂 6 で結線した図、図 9 は、実施の形態 1 の超音波探触子を用いた超音波内視鏡を示す図である。

【0025】まず、図 1 に示すように、圧電素子である圧電セラミックス 1 として P Z T 系の材料で直径 10 mm、厚さ 160 μ m のラッピングした素体を用意し、この素体の一方の面に銀ペーストを全面に塗布した全面電極 2 を、そして他方の面に同心多重リング状の分割電極 3 を印刷、焼付けする。この多重リング状の分割電極 3 は、図 2 に示すように、第 0 次のベッセル関数を基にパターン化されたもので、x - y 座標系の y = 0 の近傍に分割電極 3 がないような構成になっている。この片側が多重リング状に分割された分割電極 3 を持つ圧電素子 5 を下記の様な条件にて分極した。まず、図 3 に示すように、ベッセル関数の電極部に相当する部分の値の平均値を計算し、図 2 のベッセル関数と同じグラフに示したような音圧を放射するように分極の割合を決定する。

【0026】そして、前記計算値と等しくなるような圧電定数 d_{33} となるように、各分割電極 3 により分極電圧を変えて分極していく。分極は 80℃ のシリコンバス中で実施し、予め材料毎に求めておいた圧電定数 d_{33} と分極電圧を基に分極した。尚、これも事前に実験して確認済の結合係数 K_{33} と圧電定数 d_{33} との関係から、容易に測定可能な結合係数 K_{33} から分極の状態を確認した。尚、ベッセル関数が負の値を持つ領域は分極方向を反転して分極を行う。

【0027】このようにして得られた圧電素子 5 側の電極 3 を図 8 に示した導電性樹脂 6 にて結線した後、図 4 に示す絶縁筒 13 を介して SUS 製のハウジング 12 に分割電極 3 が内側にくるようにして固定する。表面側の全面電極 2 からハウジング 12 へは導電性樹脂 6 を使用して結線する。その後、表面側の全面電極 2 の表面に音響整合層 7 として 60 μ m の厚さにエポキシ樹脂を形成する。そして、リング状に分割した分割電極 3 の一箇所とハウジング 12 とに同軸ケーブル 11 の芯線 9、周線 10 をそれぞれ半田 14 等で結線する。

【0028】そして、エポキシ樹脂とタングステンを混合した背面負荷材 8 をリング状に分割した分割電極 3 側に注型して硬化させ、図 4 に示すような超音波探触子のトランスデューサ部 16 を作製する。このトランスデューサ部 16 を使用した超音波内視鏡を図 9 に示す。この超音波内視鏡は、操作者が保持する操作部 31 に軟性の挿入部 32 が結合されており、操作部 31 と、図示しないが超音波診断装置や光源とはコード 35 で接続されている。前記挿入部 32 の先端部を拡大した状態を図 10 に示す。この挿入部 32 の先端部には、音響窓 33 が設けられている。音響窓 33 は、約 0.2 mm の薄い硬

質ポリエチレンで形成している。音響窓 33 は水密に封止され、内部に前記トランスデューサ部 16 が回転可能に配置されている。また、音響窓 33 の内部は音響伝達媒体 34 で満たされている。音響伝達媒体 34 としては、水を用いる。

【0029】操作者は既存の超音波内視鏡と同様に挿入部 32 を被検者の体腔内に挿入し、光学的な観察及び超音波診断を行う。超音波診断を行う際には、操作部 31 又は図示しない超音波診断装置に設けられたスイッチを操作して、トランスデューサ部 16 を回転させるとともに、観測装置内の図示しないパルサーにより送信パルスを送信パルスを印加する。送信パルスは前記同軸ケーブル 11 を介して圧電素子 1 に印加される。

【0030】上記構成の様な方法で作製した圧電セラミックス 1 の断面は、図 2 の下欄に示すような分極方向と強さを持つものとなっている。具体的には、分割電極 3 の中心付近の自発分極 4 の強さは大きく、外周に至るにつれて分割電極 3 間の自発分極 4 の強さは小さくなっていく。この様な圧電素子である圧電セラミックス 1 の全面に一樣な電圧を印加すると、分極強度の大きい部分は変形量も多くなり、また、分極方向と印加する電圧の極性により変形方向が決定される。

【0031】本実施の形態 1 のように、ベッセル関数に基づいて圧電素子 5 を構成する圧電セラミックス 1 の分割電極 3 の配置を決定し、分極強度に差を持たせた圧電セラミックス 1 を用いて、図 4 に示すような超音波探触子のトランスデューサ部 16 を作製し、図示しないパルサーより送信パルスを圧電素子 5 に印加すると、放射される超音波ビームはベッセル関数に近似したものとなる。

【0032】以上に述べた原理により、圧電素子 5 を構成する圧電セラミックス 1 に送信パルスを印加すると、ベッセル関数状の音圧分布の超音波パルスが放射される。先にも述べたように、ベッセル関数の音圧分布の超音波は非回折型超音波ビーム、すなわち、拡散せずに伝搬する波となる。放射された超音波ビームは音響伝達媒体 34 と音響窓 33 を透過して、ほぼ一樣な太さで被検者の体内へ向けて伝搬していく。この時、音響伝達媒体 34 としては、生体とほぼ均しい音速を持つ水を使用しており、音響窓 33 には超音波ビームの透過性を高めるため、薄い硬質ポリエチレンを使用しているため、これらを透過する際の超音波ビームの減衰や音場の乱れは無視できるレベルである。

【0033】また、受信時の指向性特性は、送信時の指向性特性と相似となるため、送信音場と同様にほぼ一樣な太さの領域からの反射エコーを効率良く受信する。このようにして得た超音波ビームを用いると、超音波振動子の近傍から遠方まではほぼ均一な太さの超音波を送受信して超音波画像を得る事ができる。つまり、近傍から遠方まで鮮明に焦点が合ったラインフォーカスの画像を得

る事が可能となる。

【0034】尚、図5に示した圧電セラミックス1を用いた超音波トランスデューサ部16にパルサーによる送信パルスを印加すると、音響整合層7の近傍では放射される超音波パルスの音圧分布は、ベッセル関数に近似したものとなる。

【0035】上記音響整合層7の近傍（距離約1mm）の超音波の音圧分布を、ハイドロフォンで測定した測定結果を図6に示す。この図6は、ベッセル関数の絶対値 $J_0(x)$ と、このベッセル関数系の音圧分布をハイドロフォンで測定した場合の計算値 $J_0(x)$ の面積について平均化した理論値 $(J_0(x))_{average}$ 及び音圧の測定結果 (Y, Z) を直交する2軸で表したものであり、実際の放射音圧が理論値 $(J_0(x))_{average}$ に非常に近似していることが分かる。ここに、 x は、トランスデューサ部16の対称軸からの距離である。

【0036】ここで、 J_0 と $(J_0(x))_{average}$ との関係について説明する。ハイドロホンの受音部は、直径0.6mm程度の寸法を持っている。従って、ハイドロホンが実際に測定するのは、ある1点の音圧ではなく、受音部の音圧の平均値である。そのため、複雑な音場分布をハイドロホンで測定すると、実際の分布よりもなだらかな分布として測定される。理論的なベッセル分布音場を、直径0.6mm毎に平均化して測定した場合の分布を計算したのが図6中の $(J_0(x))_{average}$ である。

【0037】ベッセルビームは非回折ビームとして知られているが、本実施の形態1によるトランスデューサ部16の音場を測定し、ビーム幅を測定してみると、図7（横軸は超音波ビームが放射する面と測定位置との距離 X mm、縦軸は測定位置でのビーム幅mm）に示すように超音波ビームが一様の太さで、従来には見られない至適観察距離（焦点深度）の長い超音波探触子を作製することが可能となる。そのため、同軸ケーブルが1本でパルサーが1系統の超音波探触子という、電気回路及びトランスデューサ部16の構成が簡易で安価な、高分解能の超音波探触子を作製できる。また、超音波観測装置は従来公知の物を流用可能であるため、既存の設備を有効利用できる。

【0038】図11に、本実施の形態1の超音波探触子のトランスデューサ部16より放射される音圧の実測値を示す。図11の左端にトランスデューサ部16を設置して送信パルスを印加して放射して形成した超音波音場を、有効径の0.6mmのハイドロホンによって実測した。音圧データは、音軸に垂直な各ライン毎に、音軸上の音圧で無次元化して、等高線で表示した。中央の高音圧部が、ほぼ一定の幅で継続していることが分かる。

【0039】図12に、本実施の形態1の効果の概念図を示す。図12は、超音波探触子のトランスデューサ部

16を含み、超音波内視鏡の挿入部32の軸と垂直な面をとった場合の断面図である。図12中に、本実施の形態1を適用した超音波内視鏡、及び従来の超音波内視鏡の音響窓33より放射される音場の概略パターンが示されている。従来の場合としては、圧電セラミックスの音響放射面側に音響レンズを付けて、超音波を収束させた場合と、音響レンズを付けない場合の両方について示した。最も音場が絞られた位置における超音波ビームは従来の音響レンズを使用した場合の方が細くできる。しかし、本実施の形態1を適用した場合の方が、広い範囲に亘って細い音場を得る事ができる。

【0040】尚、本実施の形態1では、音響整合層7はエポキシ樹脂の一層構造であるが、例えば、アルミナ等をフィラーとして混入させたエポキシ樹脂とエポキシ樹脂との2層構造の音響整合層や、マシナブルセラミックスフィラーの入ったエポキシ樹脂、そして、ポリエチレンといったような3層構造の音響整合層を持つものでも、当然ながら同様な効果が得られる。

【0041】なお、本実施の形態1では導電性樹脂を用いて多重リングの分割電極間を結線しているが、この結線方法は圧電素子5の分極が消極しない温度範囲であればよく、導通さえ得られれば、図13に示すように導電性を有する細線21を半田22により接続したり、熱圧着等の他の手法を用いても同様な動作をする。

【0042】また、圧電セラミックス1上で結線を行う代わりに、背面負荷材8に導電性の材料を用いて背面負荷材8を介して各分割電極3を電気的に接続しても良い。この場合、背面負荷材8としてはエポキシ樹脂に金属の細線又は粒子を高濃度で混ぜこんだものを使用する。そして、分割電極3側の面に背面負荷材8を配置する。

【0043】さらに、別の変形例として図14に示すように、圧電セラミックス1の分割電極3側の面全面にスパッタリング等の方法で金属膜23を形成しても良い。この方法を用いると、分割電極3を線状に接続する場合よりも確実な電気的接続が得られ、信頼性が向上する。また、図15に示すように、ベッセル関数の1つの山あるいは谷を2本以上に分割して、各々の分割電極3の部分の自発分極強度を変えても良い。この様にすると、より正確にベッセル関数状の音圧分布を得る事ができるので、ラインフォーカスを得られる範囲が広がる。

【0044】また、本実施の形態1は第0次のベッセル関数で、中心を除く+側の山が片側2個、-側の谷が2個の物を示したが、中心を除く+側の山が片側1個、-側の谷が1個以上であれば非回折ビームを実現でき、本実施の形態1と同様な効果が得られる。既述した図5は、中心を除く+側の山が片側1個、-側の谷が1個の圧電素子5の分割電極3の位置、そして分極の方向と強度4とを表した図である。ただし、この山谷の数が多い方が精度良くベッセル方音圧分布を近似しており、音場

が非回折ビームとして拡散せずに伝搬する距離が長くなる。

【0045】また、本実施の形態1では、リング状電極を付与後分極したが、先に本願出願人が提案したように、少なくとも圧電セラミックス1の片側に電極を設けず、導電ゴムや導電体と絶縁体からなる電極を圧電セラミックス1に接触させた状態で分極を施し、その後スパッタリングや蒸着といった消極しない温度範囲で成膜できる方法で、全面に電極を付与しても同様な効果を得る事ができる。

【0046】図16、図17に実施の形態1のトランスデューサ部16を経直腸プローブ40に適用した例を示す。経直腸用の為、光学観察系は無く、挿入部41は硬性である。また、先端部42の直径は約2.5mmで音響窓43が形成されている。図16、図17に示す経直腸プローブ40では、比較的太いものも使用可能であるため、トランスデューサ部16及び圧電セラミックス1も大きい物を用いることができる。そのため、ベッセル関数の山谷の数を図2よりも増加させ、より正確なベッセル型音圧分布の超音波ビームを放射する事ができる。これにより、超音波ビームが拡散せず、鮮明な超音波画像を得られる領域が拡大する。また、直腸壁のみでなく、周辺のリンパ節や、前立腺等周辺臓器の観察、診断に有用である。また、強力な連続波超音波を放射できる図示しない治療用振動子をプローブに内蔵し、超音波治療と超音波診断とを行う治療用プローブとすることもできる。

【0047】図18乃至図20に実施の形態1のトランスデューサ部16を、経鉗子チャンネル用細径プローブ50に適用した例を示す。これは、直径2mm程度の細くて柔軟な、光学系を持たない超音波プローブである。図18に示すように、通常の内視鏡の鉗子チャンネル入口51を介して目的部位に誘導し超音波診断を行う。図18では、矩形の圧電素子5に実施の形態1と同様に同心円状の分極分布を与えた最外周の円形の分極分布の外側は分極強度を0にしたものを用いた。

【0048】前記トランスデューサ部16を用いると、超音波ビームの拡散が少ない為、小型で低出力の経鉗子チャンネル用細径プローブ50でも遠方まで超音波が届き、観察、診断が可能である。

【0049】（実施の形態2）図21に本発明の実施の形態2を示す。実施の形態2では、矩形の圧電素子5に適用した例を示す。矩形の辺の長さを s 、 t とする。矩形の中心、すなわち対角線の交点に x 、 y 座標の原点を一致させる。点 (X, Y) が原点と長さ s の辺からなる三角形に含まれる場合に、 $J_0(X * s * a)$ 、原点と長さ t の辺からなる三角形に含まれる場合に $J_0(Y * t * a)$ に比例する、すなわち、幾何学的中心が同一で相似形状の方形の図21の下段に示すような等高線を持つ音圧を放射する様に自発分極の強さを定める。この

様にして定めた自発分極分布を持つ圧電素子を利用して、実施の形態1と同様にトランスデューサ部16を作成し、超音波内視鏡等に使用する。尚、図21の上段は、放射音圧分布の目標とするベッセル関数の分布を示すものである。ここでは、かけ算を示す。

【0050】図22に示すように、このトランスデューサ部16によれば、超音波ビームの各断面においては、図12に示す場合と同様、ベッセル関数状に音圧が分布して拡散しない非回折音場（実線で示す）が得られる。

【0051】実施の形態2によれば、円形の超音波振動子と同様の超音波放射面積を確保しながら、超音波内視鏡等のより細い挿入部32を実現することができる。これは、挿入性向上や被検者の苦痛低減に有効である。とりわけ、図18に示す様な細径の超音波プローブに適用すると有効である。

【0052】（実施の形態3）図23に実施の形態3の楕円形の分極強度分布を持ったトランスデューサ部16を示す。楕円の長径、短径の長さを s 、 t とする。楕円形の中心、すなわち2つの焦点の midpoint に x 、 y 座標の原点を一致させる。楕円の長径、短径を x 軸、 y 軸に一致させる、実施の形態1の図2に示した円形上でのベッセル分布を y 座標方向に s/t 倍にした形状の音圧分布を放射するように自発分極分布を定める。

【0053】実施の形態3によれば、図23に示すように、超音波ビームの各断面においては、ベッセル関数状に音圧が分布しているため、本実施の形態3に示した構成のトランスデューサ部16を使用しても、伝搬によって拡散しない非回折音場が得られる。すなわち、円形のトランスデューサ部16と同様の超音波放射面積を確保しながら、超音波内視鏡等のより細い挿入部32を実現する事ができる。これは、挿入性向上や被検者の苦痛低減に有効である。また、実施の形態2と異なり、自発分極の分布及びそれに伴う放射音圧の分布に角部が無い為、エッジによる音場の乱れが無い。このため、より長い範囲に亘ってベッセル型非回折音場が保たれ、拡散せずに超音波が伝搬し、鮮明な超音波画像を得る事ができる。尚、図23では圧電素子5は矩形としたが、圧電素子5自体を楕円形、長円形にしても実施可能である。

【0054】（実施の形態4）図24乃至図26に、リニアアレイ型超音波探触子をラパ用超音波プローブ60（ウルトラソニック ラパロ プローブ）に適用した例を示す。ラパ用超音波プローブ60では、超音波探触子が硬性の挿入部61の先端に設置されている。挿入部61の後端には、操作者が把持するための把持部62があり、把持部62はコード63を介してコネクタ64に接続されている。コネクタ64は図示しない超音波観測装置に接続可能である。

【0055】リニアアレイ型超音波探触子の基本的な構成は、公知のものと同一なので、概略のみ説明する。リニアアレイ型超音波探触子は、小さな矩形の圧電セラミ

ックス 1 からなる小素子が横一列に並んでおり、各小素子に駆動電圧の印加と信号送受信の為の図示しないケーブルが接続された構成になっている。また、音響整合層 7 および背面負荷材 8 が、圧電セラミックス 1 の表面及び裏面に各々設置されている。圧電素子 5 の各小素子は、図 24 に示すように、ベッセル関数型の音場を放射するように分極されている。具体的には各小素子の長辺に平行な軸上に、この長辺の中点を原点として x 軸を想定した場合に、 $J_0(x/a)$ (a は定数) のベッセル関数を置き、そのベッセル関数を短辺に沿って平行移動した形の分布音圧が得られるような自発分極分布を持たせる。圧電素子 5 の各小素子は、これら小素子の短軸方向に沿って直線状に並んでいる。

【0056】この小素子の並んでいる方向が、超音波探触子の長軸方向になる。超音波探触子の長軸方向については、公知の電子フォーカス技術により焦点一を制御し、必要な位置で鮮明な画像を得られる様に制御する。一方、超音波探触子の短軸方向については、圧電素子 5 の自発分極分布により、図 24 に示すようなベッセル関数型の音圧分布の超音波が放射されるため、非回折音場が形成される。

【0057】従来公知の電子走査型リニアアレイ超音波探触子では、超音波探触子の長軸方向、すなわち、走査面内方向では電子フォーカスにより、超音波ビームの焦点位置を制御し、必要な部位を鮮明に描出できた。しかし、超音波探触子の短軸方向、すなわち、走査面の厚さ方向については圧電素子 5 の上に設置した音響レンズのみで超音波ビームを制御していた。したがって、音響レンズの焦点付近では、図 28 に示すように、超音波ビームが細くなり鮮明な画像が得られるが、それ以外の位置では超音波ビームが拡がり、画像がぼやけてしまっていた。

【0058】本実施の形態 4 の構成では、図 28 に示すように、走査面の厚さ方向にほぼ一様な太さの超音波ビームが得られる為、超音波画像全域にわたって鮮明な画像を得る事ができる。特に、従来の音響レンズ方式では超音波ビームが拡散してしまう様な、遠方領域の描出に効果的である。

【0059】尚、本実施の形態 4 の圧電素子 5 の形状は正方形であっても良い。また、本実施の形態 4 は、電子リニア走査式超音波プローブのみでなく、図 27 に示すような電子コンベックス走査式の超音波プローブ 70 にも適用可能である。図 27 の電子コンベックス走査式の超音波プローブ 70 を用いた図 29 に示す内視鏡は、基本的には図 25 に示す実施の形態 4 と同様の構成の圧電素子 5 を構成する圧電セラミックス 1 の配列を、凸形状に曲げた形状になっている。尚、この場合には、超音波プローブ 70 の表面形状に合わせて駆動電圧の印加タイミングを選択し、放射される超音波の波面が音軸と垂直な平面となるようにする。

【0060】本実施の形態 4 によれば、画角が広いコンベックス走査式超音波探触子に上述した技術を適用する事で、より広汎な適用部位を鮮明に描出可能となる。

【0061】本実施の形態 4 は電子リニア走査式超音波プローブのみでなく、図 31 に示すような電子ラジアル走査式の超音波プローブ 71 にも適用可能である。尚、図 30 に示す電子コンベックス走査式超音波内視鏡は、基本的には実施の形態 4 と同様の構成の圧電素子 5 の配列を、図 31 に示すように凸形状にしている。この場合には、超音波プローブ 71 の表面形状に合わせて駆動電圧の印加タイミングを選択し、放射される超音波の波面が音軸と垂直な平面となるようにする。

【0062】本実施の形態 4 によれば、管腔内部からの走査を行う際に有利な電子ラジアル走査式の超音波プローブ 71 に上述した技術を適用する事で、より広汎な適用部位を鮮明に描出可能となる。ラジアル走査では、遠方に行くほど音線間隔が広がり、超音波が減衰していくが、本実施の形態 4 の構成のトランスデューサ部 16 を用いると、超音波ビームの拡散が少ない為、小型で低出力の細径プローブを使用しても遠方まで超音波が届き、観察、診断が可能となる。また、電子ラジアル走査式超音波プローブを組み込む超音波観測装置は従来公知の物を流用可能である。

【0063】(実施の形態 5) 図 33 乃至 35 に本発明の実施の形態 5 を示す。超音波探触子の部分の構造は、実施の形態 4 と同様である。本実施の形態 5 は、圧電素子 5 の駆動方法が実施の形態 4 と異なる。既述した実施の形態 4 では、公知の電子フォーカス方式を用いて、圧電素子 5 の各小素子の駆動タイミングのずれによって焦点位置を制御している。本実施の形態 5 では、各小素子の駆動タイミングを同一にして、送信パルスの極性と大きさを第 0 次のベッセル関数に基づいて定める。送信パルスの極性と大きさの定め方は以下の通りである。

【0064】1 本の音線を生成するのに用いる圧電素子 5 を構成する小素子列を 1 ブロックとする。小素子の配列方向に y 軸を定め、1 ブロックの幾何学的中心を y 軸の原点とする。 y 軸に沿って第 0 次のベッセル関数 J_0

(y/b) を想定する。ここで、 b は定数である。図 3 に示し場合と同様に、この第 0 次のベッセル関数の値を各小素子の長さ毎に平均化する。その値を各素子の放射すべき目標音圧とする。

【0065】圧電素子 5 の圧電セラミックス 1 を駆動する際に、高い電圧で駆動すると、高い音圧が、低い電圧で駆動すると低い音圧が放射される事、及び送信パルスの極性を逆にすると、放射される音圧の極性も反転する事を利用し、駆動電圧とその極性を先に得た目標音圧を放射するように制御する。

【0066】既述した実施の形態 4 では、小素子の配列方向に関しては従来公知の電子フォーカスを用いている。従って、フォーカス位置以外では図 35 に示すよう

に超音波ビームが広がってしまう。尚、図34は、図33のA方向から見た既述した図28と同様な音場の概略を、図35は、図33のB方向から見た音場の概略を示すものである。

【0067】本実施の形態5の構成によれば、小素子の配列方向に関してもベッセル型の非回折超音波ビームが得られる。従って、各音線につき1回の超音波送受信で全体が鮮明な画像が得られるので、フレームレートの向上が可能である。

【0068】本実施の形態5の変形例を以下に説明する。1ブロックの素子の幅（小素子の長さ）を s 、1ブロックの長さを t とする。このとき、 $b = ta/s$ の関係が成立する様に定数 a 、 b の値を定めた実施の形態5の超音波プローブを変形例として挙げる事ができる。この超音波プローブの1ブロックを駆動する際に、前記小素子の配列方向と走査面厚方向とで、ベッセル関数の山谷の数が一致する。そのため、超音波ビームの音軸を含む任意の断面内の音圧分布がベッセル関数状に分布する。従って、より正確な非回折超音波ビームを放射可能である。

【0069】図35に示すように、走査面の厚さ方向にほぼ一様な太さの超音波ビームが得られる為、超音波画像全域にわたって鮮明な画像を得る事ができる。前記挿入部61が軟性のタイプの超音波プローブにも本実施の形態5は適用できる。また、適用部位は既述したラパ用超音波プローブに限定されず、体外からの腹部超音波診断用、体腔内走査の為の超音波内視鏡にも応用可能である。

【0070】さらに、本実施の形態5は、電子リニア走査式超音波プローブのみでなく、電子コンベックス走査式超音波プローブにも適用可能である。このように、画角が広いコンベックス走査式超音波探触子に本実施の形態5の技術を適用する事で、より広汎な適用部位を鮮明に描出可能である。

【0071】また、本実施の形態5は、電子リニア走査式超音波プローブのみでなく、電子ラジアル走査式超音波プローブにも適用可能である。このように、管腔内部からの走査を行う際に有利なラジアル走査式超音波プローブに上述した技術を適用する事で、より広汎な適用部位を鮮明に描出可能である。ラジアル走査では、遠方に行くほど音線間隔が広がり、超音波が減衰していくが、本実施の形態5の構成のトランスデューサ部16を用いると、超音波ビームの拡散が少ない為、小型で低出力の細径プローブでも遠方まで超音波が届き、観察、診断が可能である。

【0072】以上説明した本発明によれば以下の構成を付記することができる。

(1) 駆動電圧及びエコー信号を伝達するケーブルと、圧電素子と、圧電素子の音響放射面側音響整合層と、その反対側の背面負荷層とを有し、超音波を送受信する超

音波探触子において、1枚の圧電素子内で位置によって自発分極の強さに差を持つ圧電素子を用いた事を特徴とする超音波探触子。前記圧電素子は、少なくとも1本の幾何学的対称軸を持つ。前記圧電素子の自発分極の向きは、圧電素子の全面で、両主面とほぼ垂直である。前記圧電素子の自発分極の強さの分布は、超音波探触子からの音圧分布が以下の様に分布する様に定める。圧電素子の面上に、幾何学的対称軸に任意の1本と直交する直線を選ぶ。この直線を x 軸と呼ぶことにする。 x 軸の原点は、 x 軸と選択された圧電素子の幾何学的対称軸との交点とする。この様に定義した x 軸に対して第0次のベッセル関数 $y = J_0(x/a)$ を描く。ここで a は任意の定数である。さらに、定義したベッセル関数を階段状に近似する。 x 軸上の各位置での、階段状近似した $J_0(x/a)$ の値を、ある電圧パルスを印加した際に、その位置より放射される音圧の向きと大きさに対応させる。すなわち、階段状近似した $J_0(x/a)$ の値が大きい位置では自発分極を強く、階段状近似した $J_0(x/a)$ の値が小さい位置では自発分極を弱くする。また、階段状近似した $J_0(x/a)$ が正の位置と負の位置とで自発分極の向きを逆にする。対称軸に沿って軸対称や線対称に圧電素子の自発分極の強さを分布させる。

【0073】(2) 前記圧電素子の自発分極強度は同心円状に分布している付記(1)記載の超音波探触子。

【0074】(3) (楕円を追加)

前記圧電素子の自発分極強度は、幾何学的中心を同一とし、かつ、両焦点が同一直線上に配列された相似形の楕円状に分布している付記(1)又は(2)記載の超音波探触子。

【0075】(4) (方形分布の拡張)

前記圧電素子の自発分極強度は、幾何学的中心を同一とし、かつ、対応する各辺が平行である相似形状の方形に分布している付記(1)又は(2)記載の超音波探触子。

【0076】(5) (直線状分布の拡張)

前記圧電素子の自発分極強度は、 x 軸と直交する軸の方向に関しては一定に分布している付記(1)又は(2)記載の超音波探触子。

【0077】(6) (アレイの不均一強度パルス駆動) 駆動電圧及びエコー信号を伝達する複数のケーブルと、複数の圧電素子と、各圧電素子の音響放射面側音響整合層と、その反対側の背面負荷層とを有し、同時に複数の圧電素子を駆動する事により超音波を送受信する、配列型超音波探触子において、各々の圧電素子に印加される駆動電圧パルスの強さの分布は、超音波探触子からの音圧分布が以下の様に分布する様に定めた超音波システム。超音波振動素子列の面上に、配列方向に平行な直線を選ぶ。この直線を x 軸と呼ぶことにする。 x 軸の原点は、同時に駆動される複数の超音波振動子内の1振動子の幾何学的対称軸と x 軸との交点とする。この様に定義

した x 軸に対して第 0 次のベッセル関数 $Y = J_0(x/a)$ を描く。ここで a は任意の定数である。さらに、定義したベッセル関数を階段状に近似する。 x 軸上の各超音波振動子の幾何学的対称軸に関して、階段状近似した $J_0(x/a)$ の値を、ある電圧パルスを加した際に、その位置より放射される音圧の向きと大きさに対応させる。すなわち、階段状近似した $J_0(x/a)$ の値が大きい位置に相当する超音波振動子には電圧の絶対値が大であるパルスを印加し、階段状近似した $J_0(x/a)$ の値が小さい位置には電圧の絶対値が小であるパルスを印加する。また、階段状近似した $J_0(x/a)$ が正の位置と負の位置とでは、印加するパルス電圧の極性を逆とする。

【0078】(7) (アレイへの自発分布適用への単純拡張)

駆動電圧及びエコー信号を伝達する複数のケーブルと、複数の圧電素子と、各圧電素子の音響放射面側音響整合層と、その反対側の背面負荷層とを有し、複数の圧電素子を駆動する事により超音波を送受信する音線を形成する、配列型超音波探触子において、個々の超音波振動子内の自発分極の分布を、付記 2 において x 軸を該超音波振動子の配列方向と直交する軸として示した場合の分極分布にせしめた超音波システム。

【0079】(8) 複数の圧電素子を駆動する際に、駆動パルスを与えるタイミングをずらして超音波の収束位置を制御する付記 (7) 記載の超音波システム。

【0080】(9) (不均一強度駆動型アレイへの自発分極分布適用への単純拡張)

個々の超音波振動子内の自発分極の分布を、付記 (2) において x 軸を該超音波振動子の配列方向と直交する軸とした示した場合の分極分布にせしめた付記 (6) 記載の超音波システム。

【0081】(10) (コンベックスアレイへの拡張) 超音波トランスデューサ群を、 y 軸に平行な配列方向であり、かつ、立体的にはコンベックス曲面 (円筒の一部分よりなる凸面) 上に配列せしめた付記 (6) 又は (7) 又は (9) 記載の超音波システム。

【0082】(11) (ラジアルアレイへの拡張) 超音波トランスデューサ群を、 y 軸に平行な配列方向であり、かつ、立体的には円筒面上に整列せしめた付記 (6) 又は (7) 又は (9) 記載の超音波システム。

【0083】

【発明の効果】以上説明した本発明によれば、超音波ビームのラインフォーカス化を図り、比較的簡単な電気回路を使用できる高分解能で良質の画像を得ることができ、細径化の要請にも対応可能な超音波探触子を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施の形態 1 の圧電素子の平面および断面を示す図である。

【図 2】実施の形態 1 のベッセル関数および圧電素子の電極の位置関係を示す図である。

【図 3】実施の形態 1 のベッセル関数および圧電素子の電極の位置、分極の方向、強度を示す図である。

【図 4】実施の形態 1 のトランスデューサ部を示す断面図である。

【図 5】実施の形態 1 のベッセル関数および圧電素子の電極の位置、分極の方向、強度を示す図である。

【図 6】実施の形態 1 の超音波探触子の音圧分布を示すグラフである。

【図 7】実施の形態 1 のビーム幅を示すグラフである。

【図 8】実施の形態 1 の分割電極の結線状態を示す図である。

【図 9】実施の形態 1 の超音波探触子を用いた超音波内視鏡を示す図である。

【図 10】超音波内視鏡に組み込んだトランスデューサ部を示す部分拡大図である。

【図 11】実施の形態 1 の超音波探触子の音圧分布の実測値を示す説明図である。

【図 12】実施の形態 1 及び従来例の超音波探触子の音場を示す説明図である。

【図 13】実施の形態 1 の圧電素子の結線状態の変形例を示す図である。

【図 14】実施の形態 1 の圧電素子の結線状態のさらに別の変形例を示す図である。

【図 15】実施の形態 1 の圧電素子の超音波の音圧分布およびベッセル関数を示す図である。

【図 16】実施の形態 1 における経直腸プローブを示す図である。

【図 17】実施の形態 1 における経直腸プローブに組み込んだトランスデューサ部を示す部分拡大図である。

【図 18】実施の形態 1 における経鉗子チャンネル用細径プローブを示す図である。

【図 19】実施の形態 1 における経鉗子チャンネル用細径プローブを示す拡大図である。

【図 20】実施の形態 1 における経鉗子チャンネル用細径プローブに組み込んだトランスデューサ部を示す部分拡大図である。

【図 21】実施の形態 2 における矩形のトランスデューサ部および放射音圧分布を示す説明図である。

【図 22】実施の形態 2 及び従来例の音場を示す概略図である。

【図 23】実施の形態 3 における矩形のトランスデューサ部および放射音圧分布を示す説明図である。

【図 24】実施の形態 4 における圧電素子を示す斜視図である。

【図 25】実施の形態 4 のラパ用超音波プローブを組み込んだ超音波内視鏡を示す図である。

【図 26】実施の形態 4 における圧電素子及び従来の音場を示す概略図である。

【図 27】実施の形態 4 における電子コンベックス走査式の超音波プローブを示す概略図である。

【図 28】実施の形態 4 における圧電素子および従来例の音場を示す概略図である。

【図 29】電子コンベックス走査式の超音波プローブを組み込んだ内視鏡を示す図である。

【図 30】電子走査式の超音波プローブを組み込んだ内視鏡を示す図である。

【図 31】電子走査式の超音波プローブの拡大図である。

【図 32】実施の形態 4 及び従来例の音場を示す概略図である。

【図 33】実施の形態 5 の圧電素子および駆動電圧、音場を示す図である。

【図 34】図 33 の A 方向から見た音場の概略図である。

【図 35】図 33 の B 方向から見た音場の概略図である。

【図 36】従来の圧電素子を示す平面図である。

【図 37】従来の圧電素子を示す平面図である。

【図 38】従来の圧電素子のビーム幅を示すグラフである。

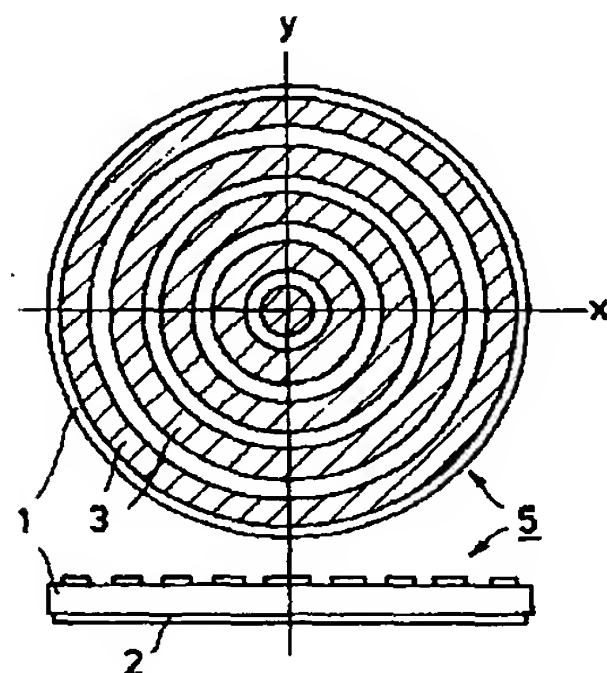
る。

【図 39】従来の圧電素子の分極状態を示す図である。

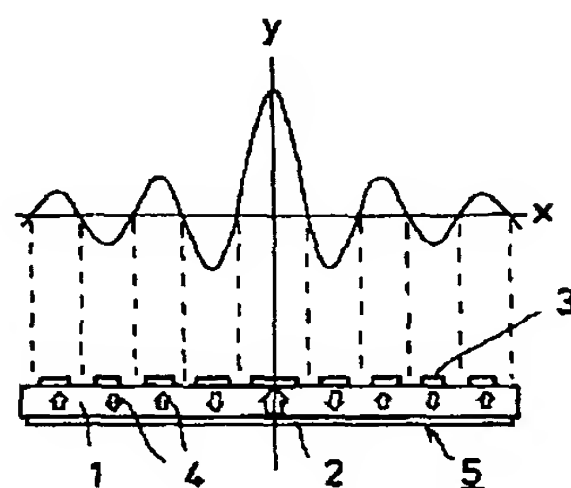
【符号の説明】

- 1 圧電セラミックス
- 2 全面電極
- 3 分割電極
- 5 圧電素子
- 6 導電性樹脂
- 7 音響整合層
- 8 背面負荷材
- 10 周線
- 11 同軸ケーブル
- 12 ハウジング
- 13 絶縁筒
- 14 半田
- 16 トランスデューサ部
- 31 操作部
- 32 挿入部
- 33 音響窓
- 34 音響伝達媒体
- 35 コード

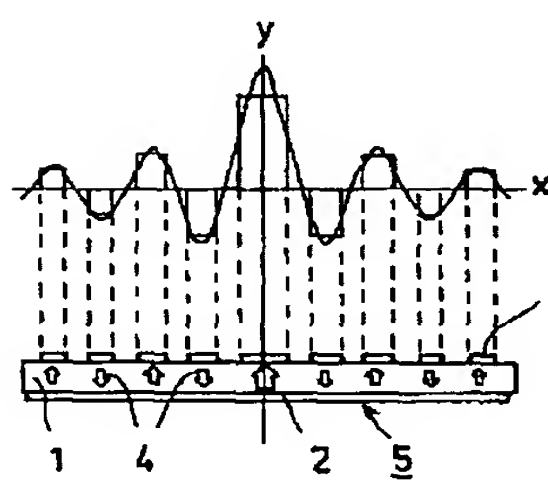
【図 1】



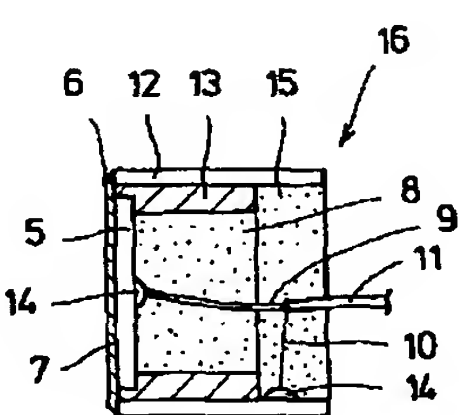
【図 2】



【図 3】

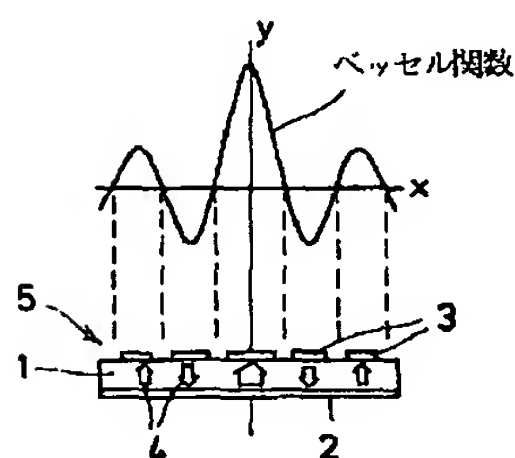


【図 4】

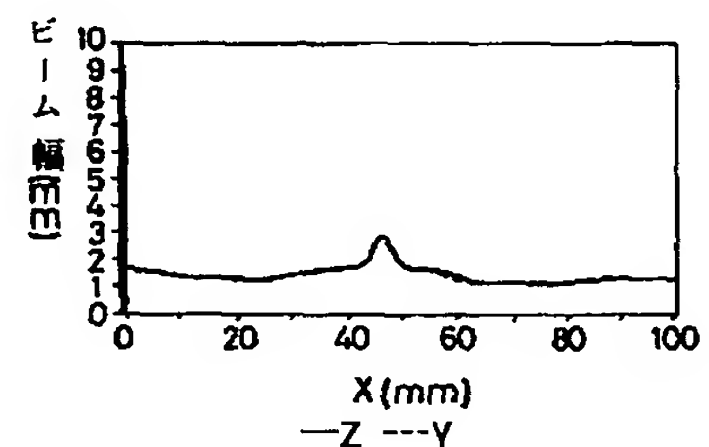
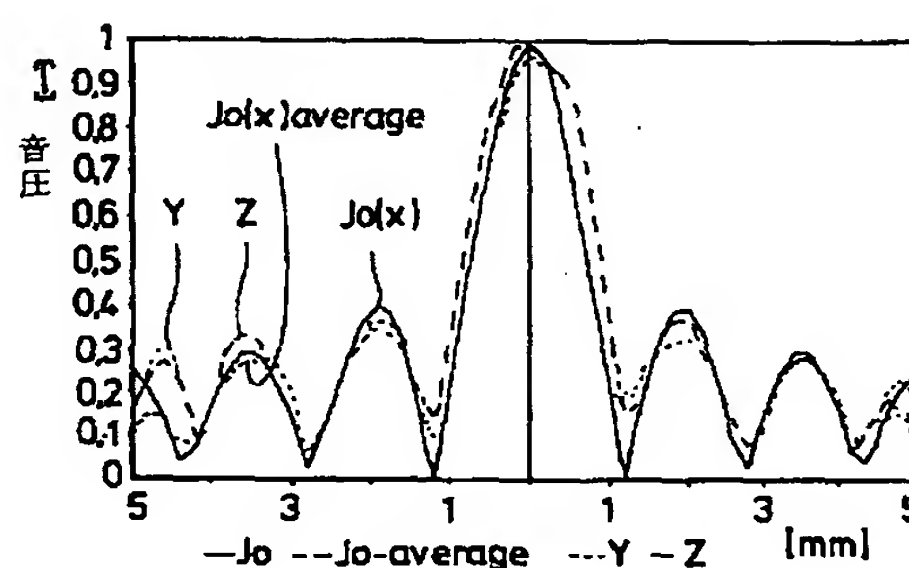


【図 7】

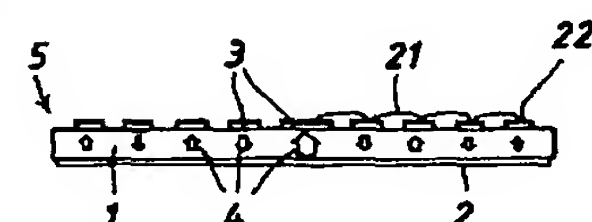
【図 5】



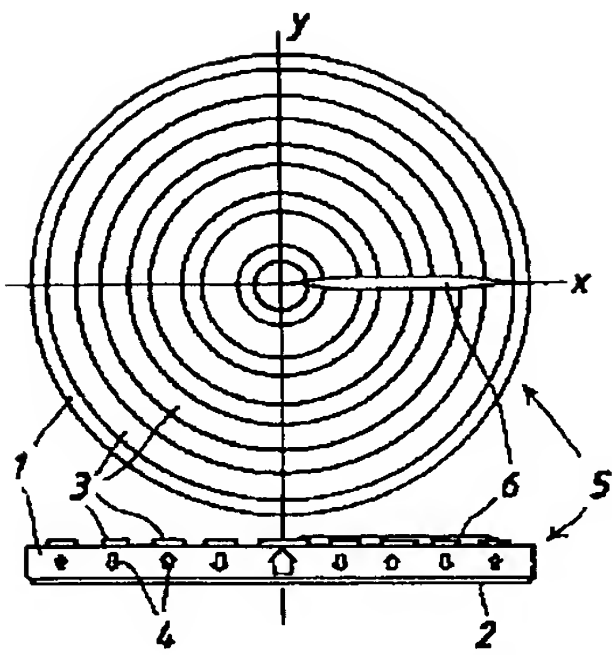
【図 6】



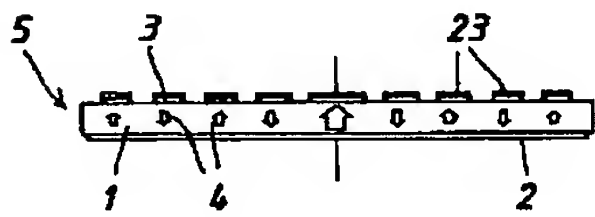
【図 13】



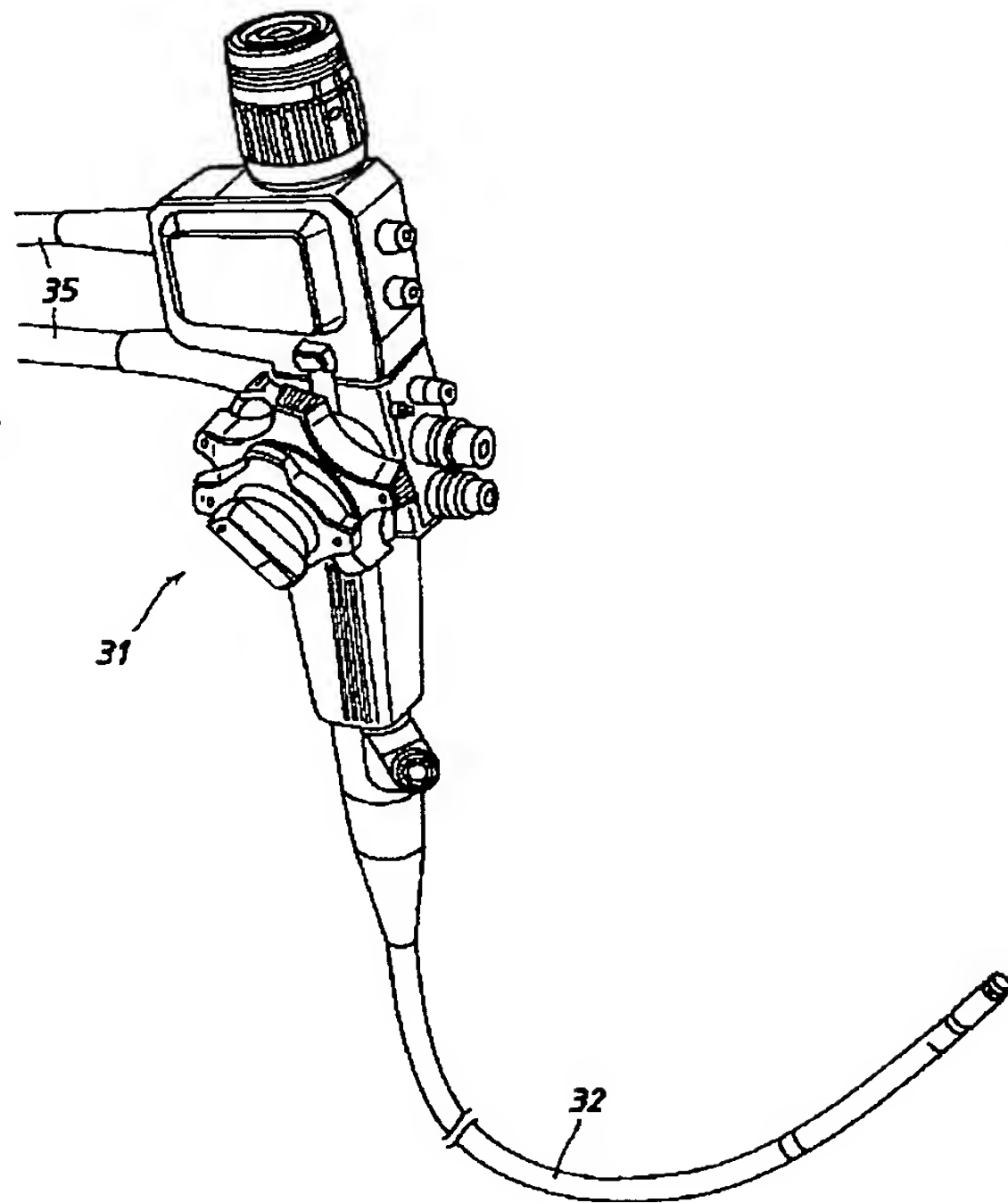
【図8】



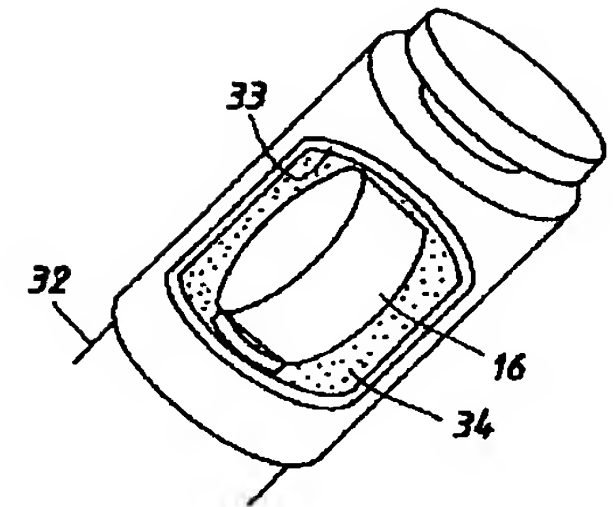
【図14】



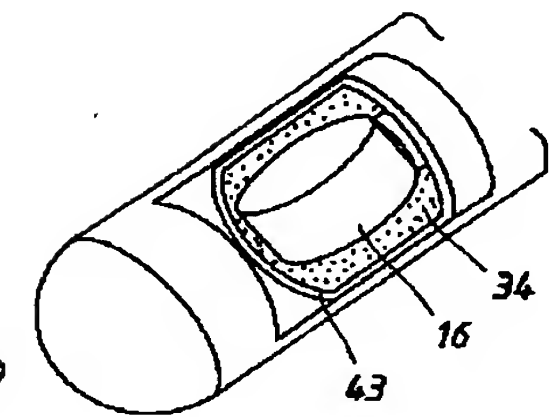
【図9】



【図10】

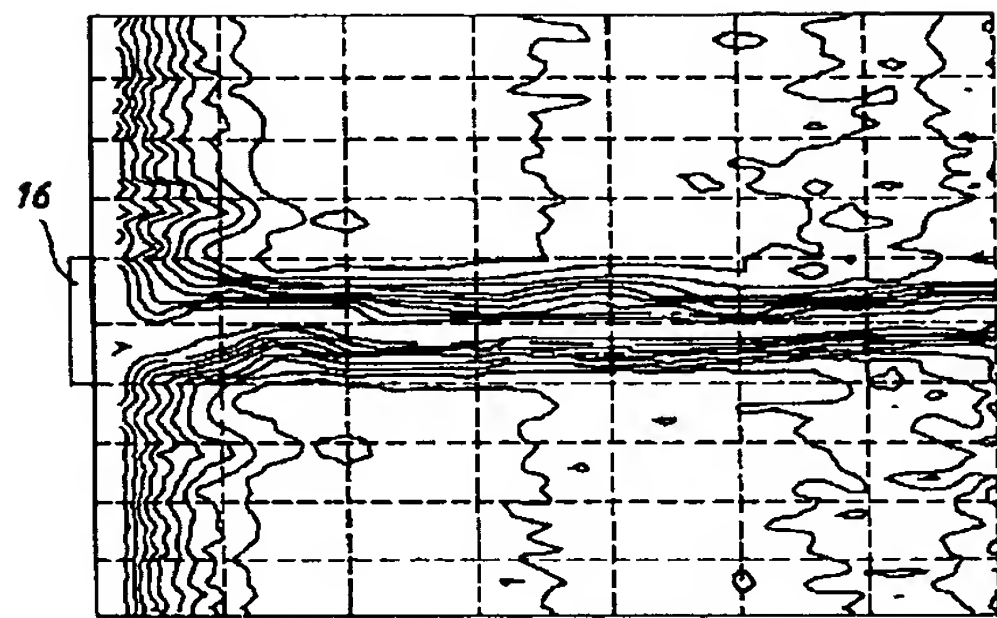


【図17】



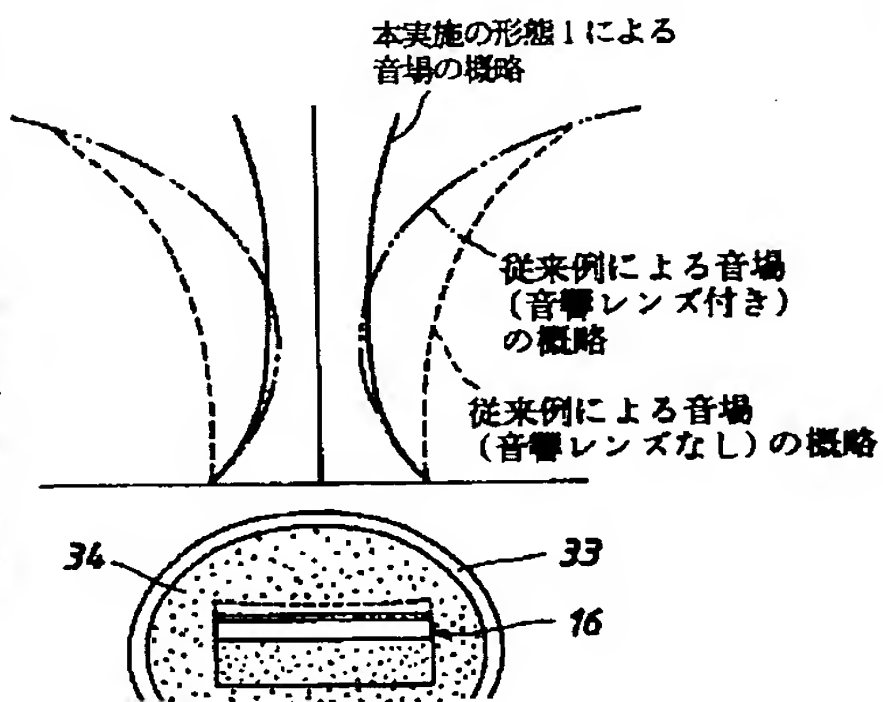
【図19】

【図11】

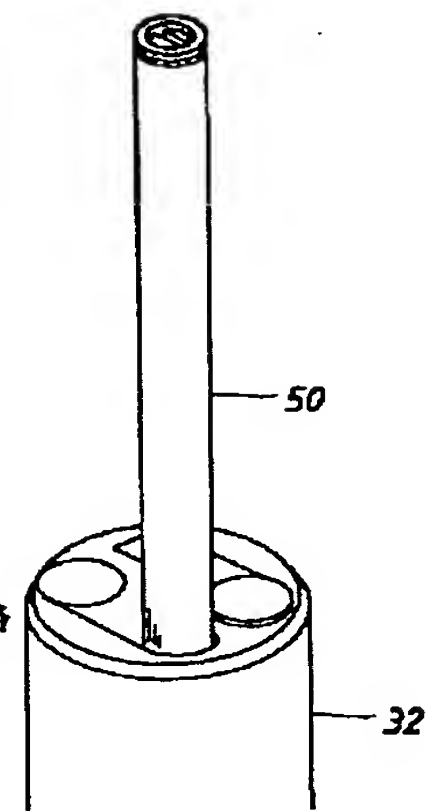


音圧分布実測値

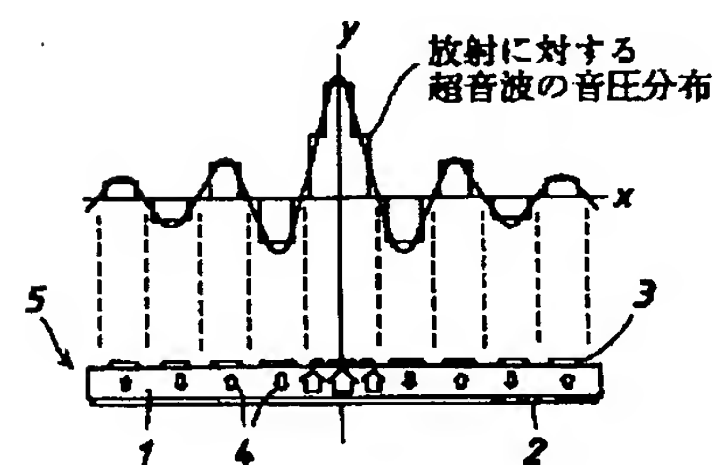
【図12】



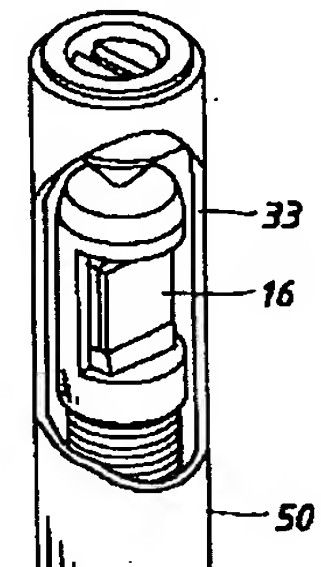
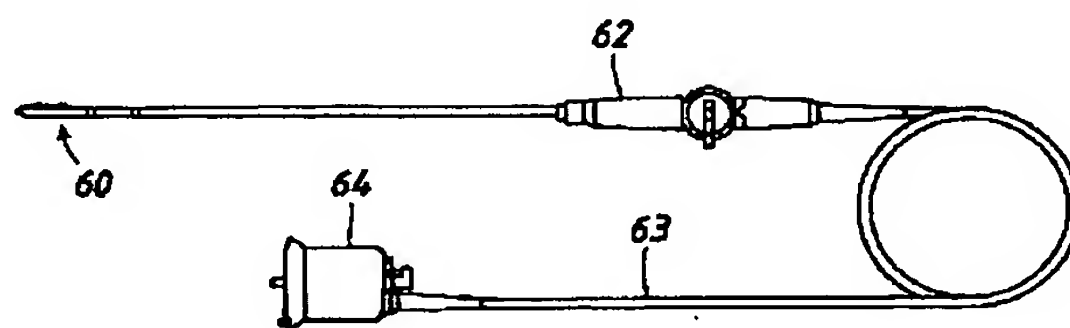
【図20】



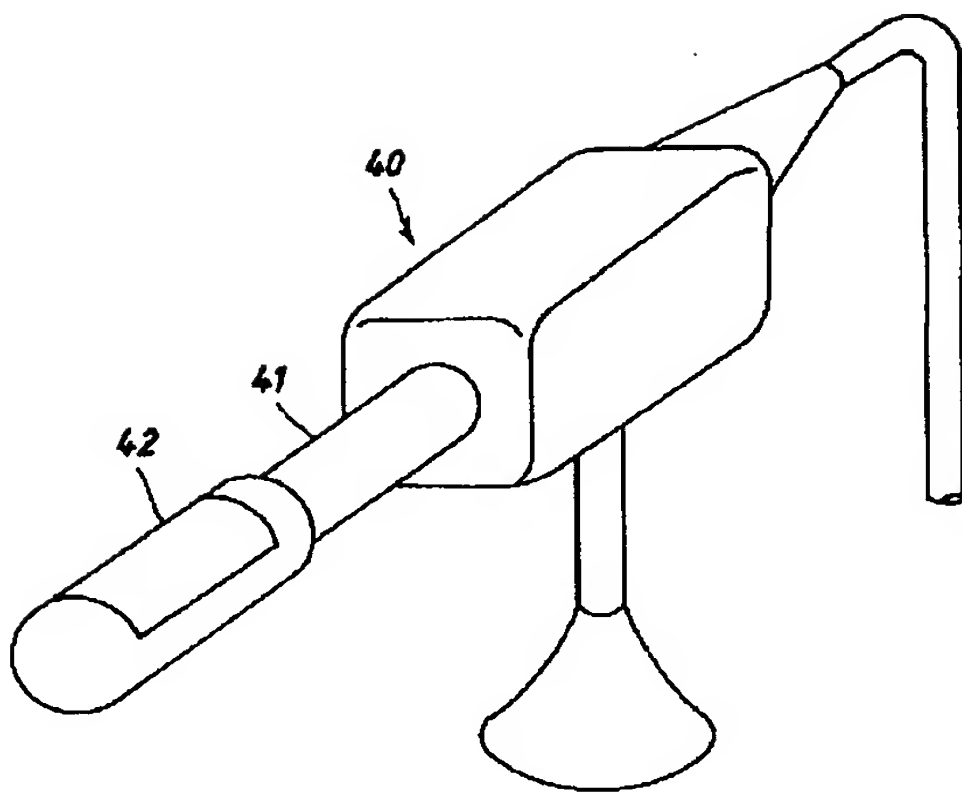
【図15】



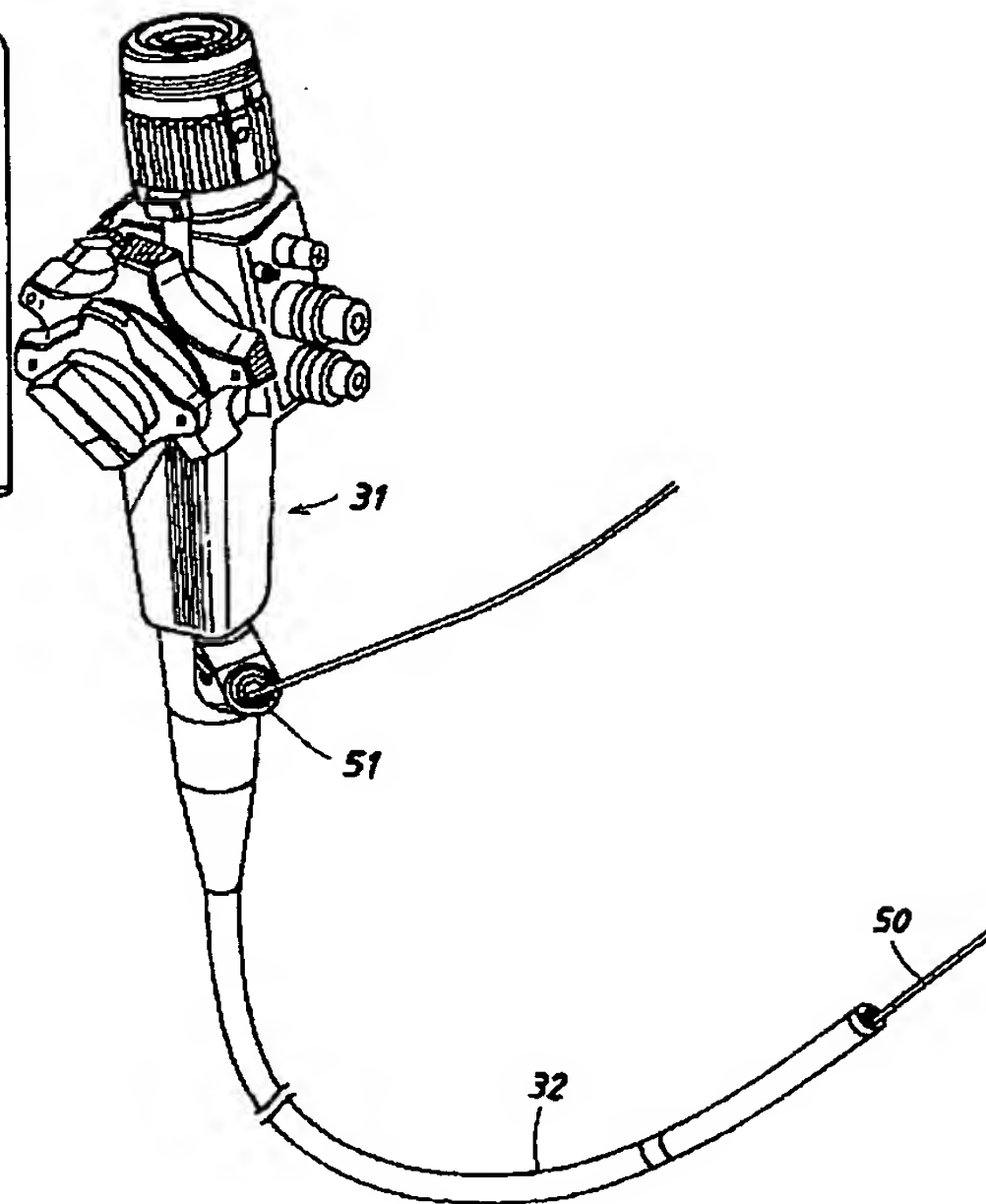
【図25】



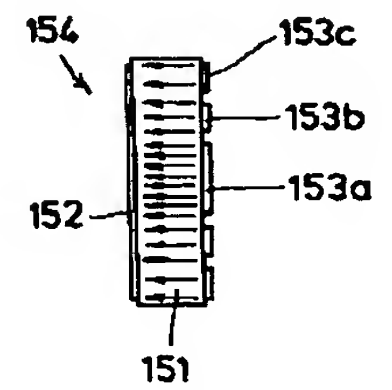
【図16】



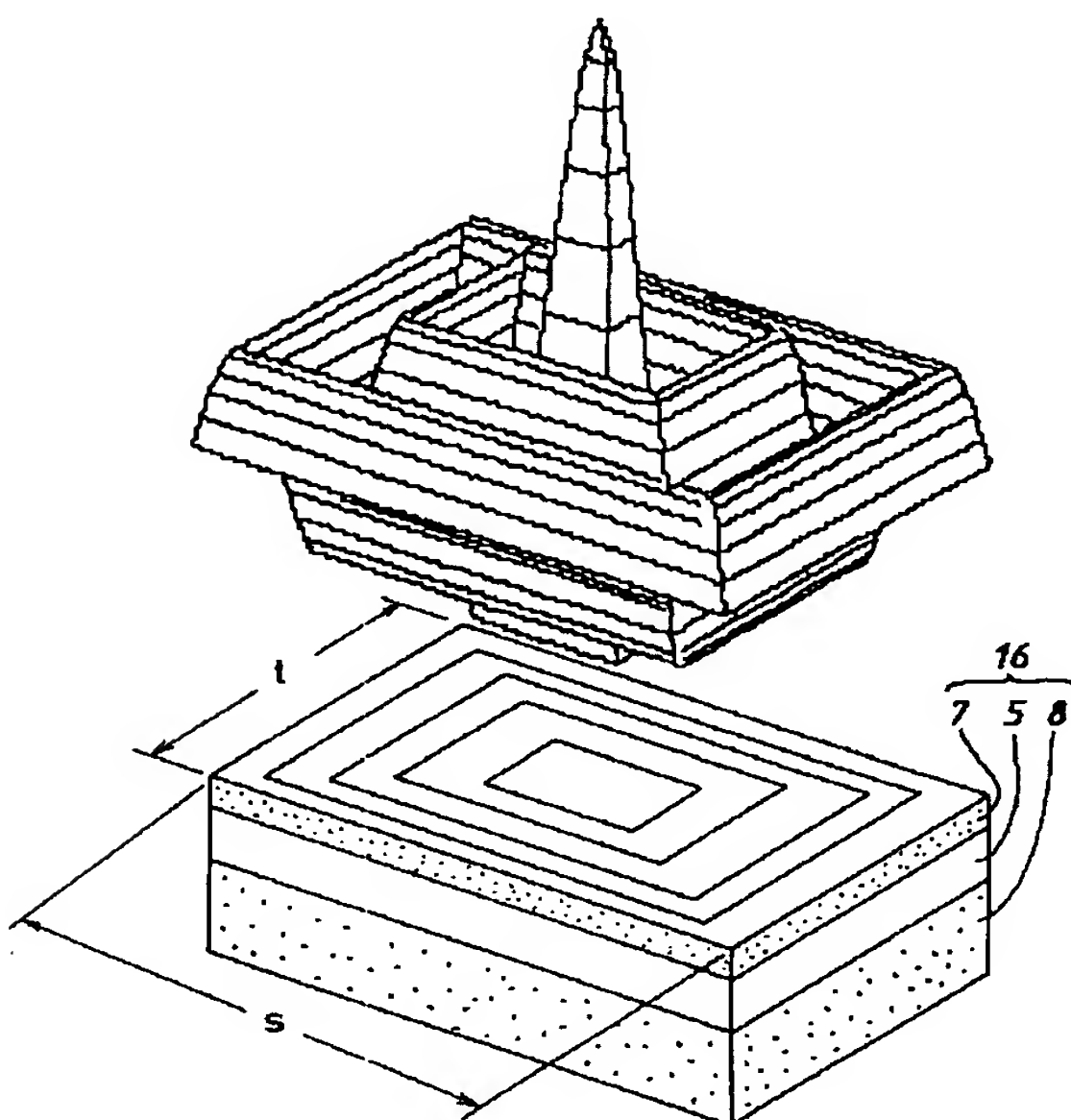
【図18】



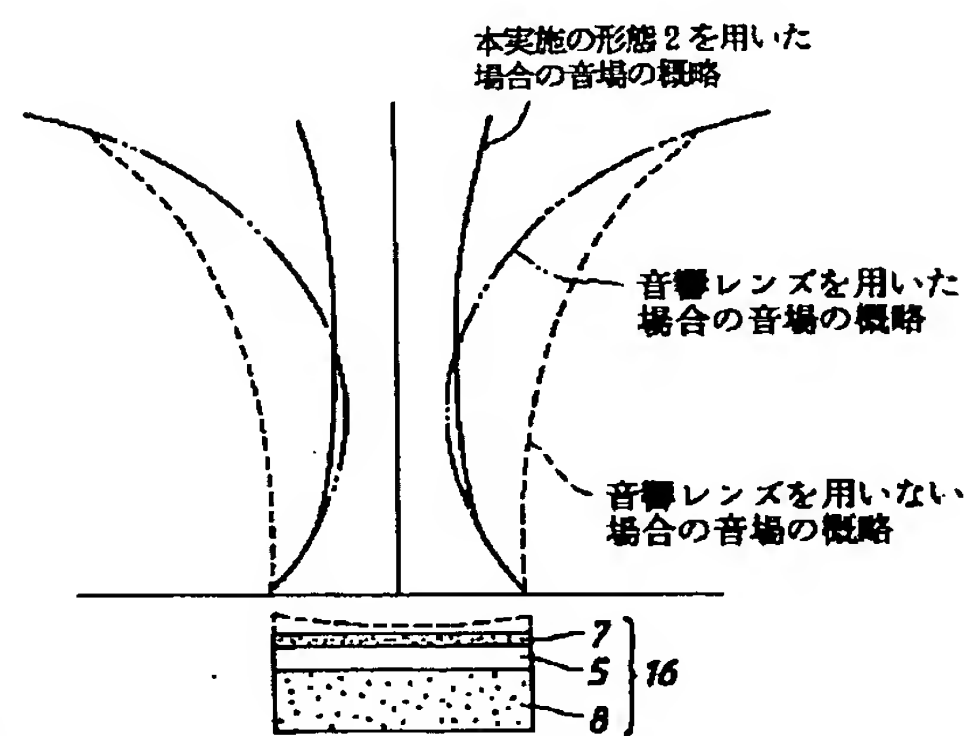
【図36】



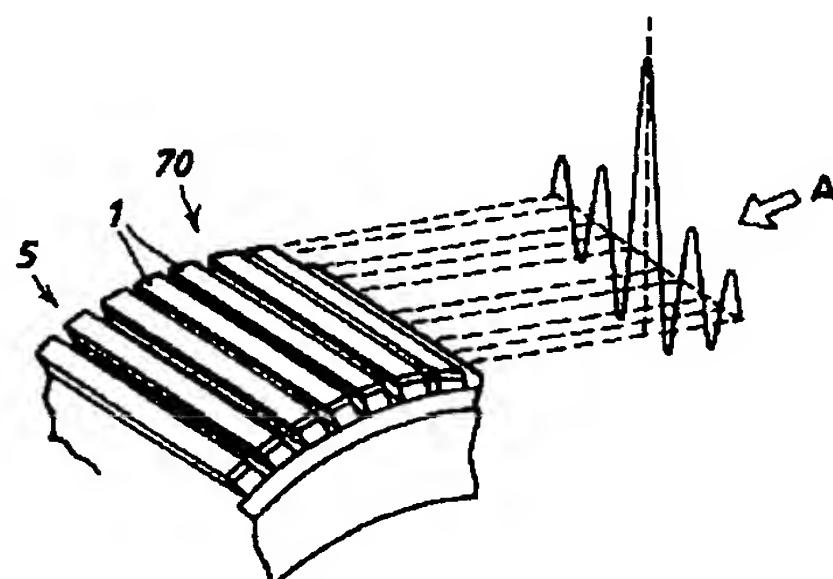
【図21】



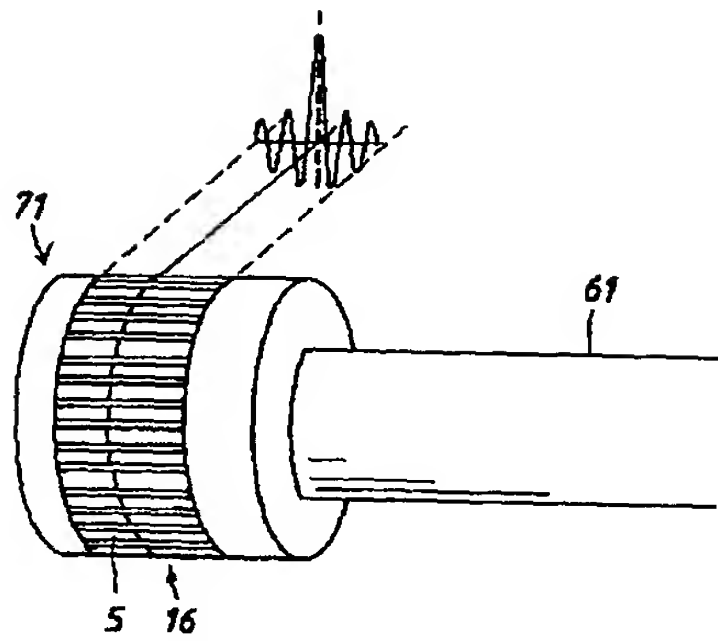
【図22】



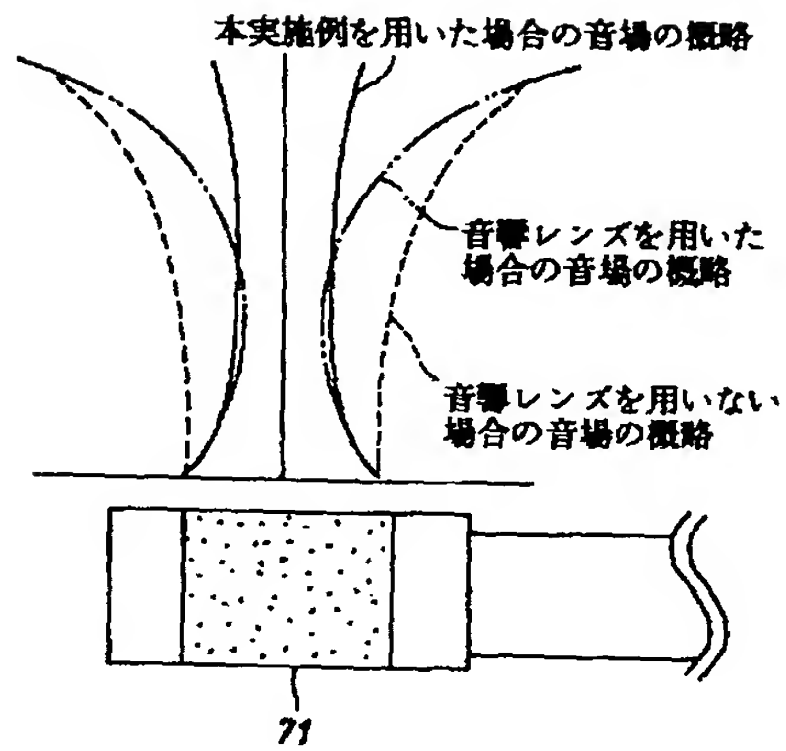
【図27】



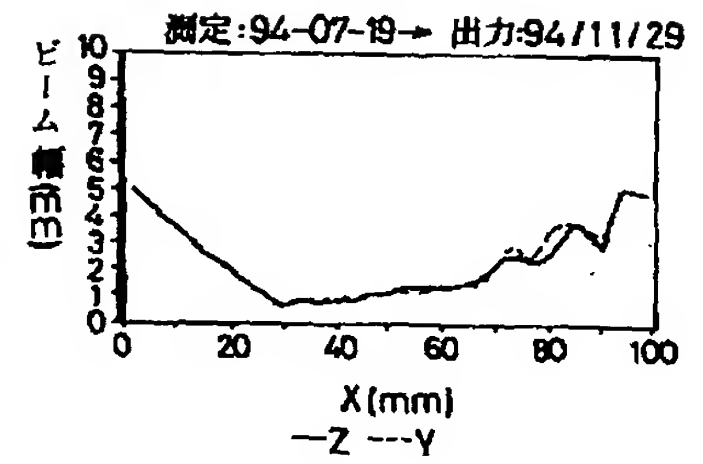
【図31】



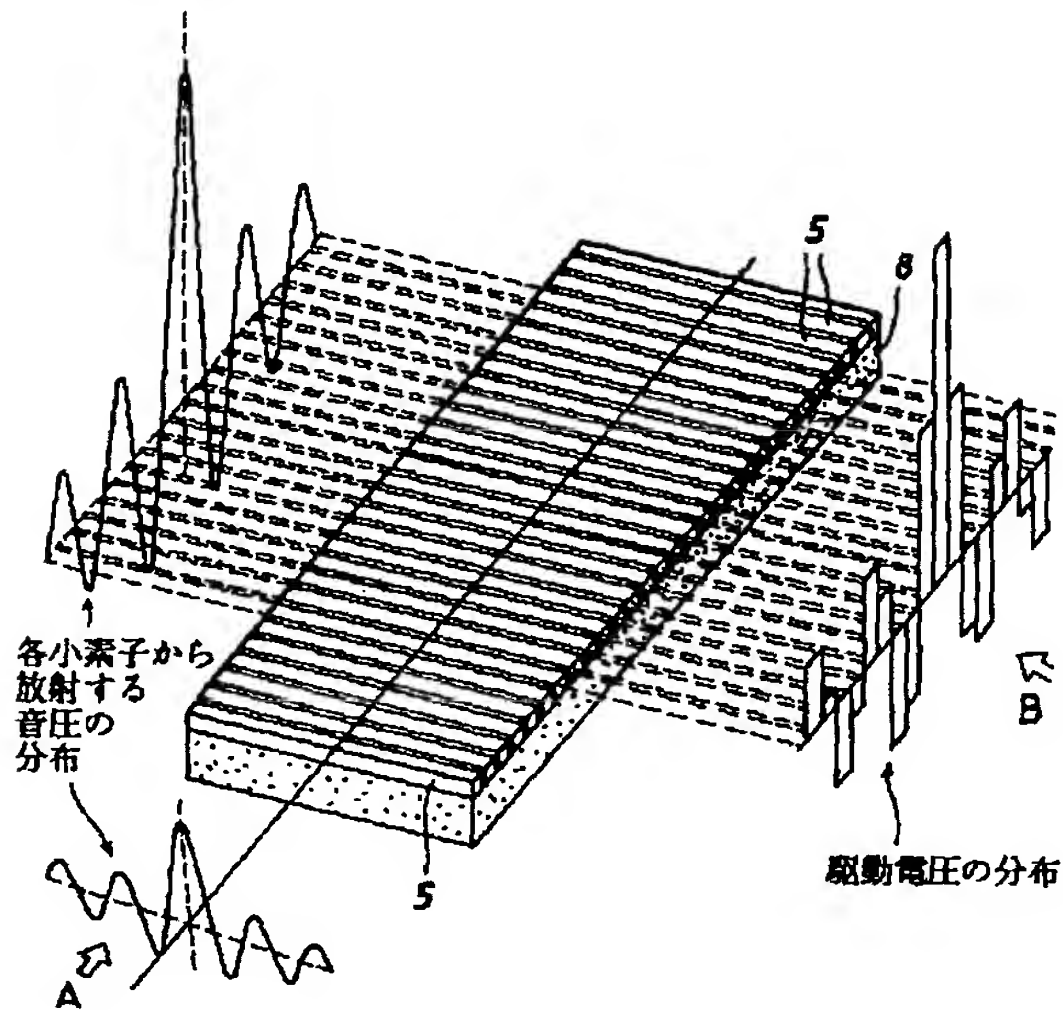
【図32】



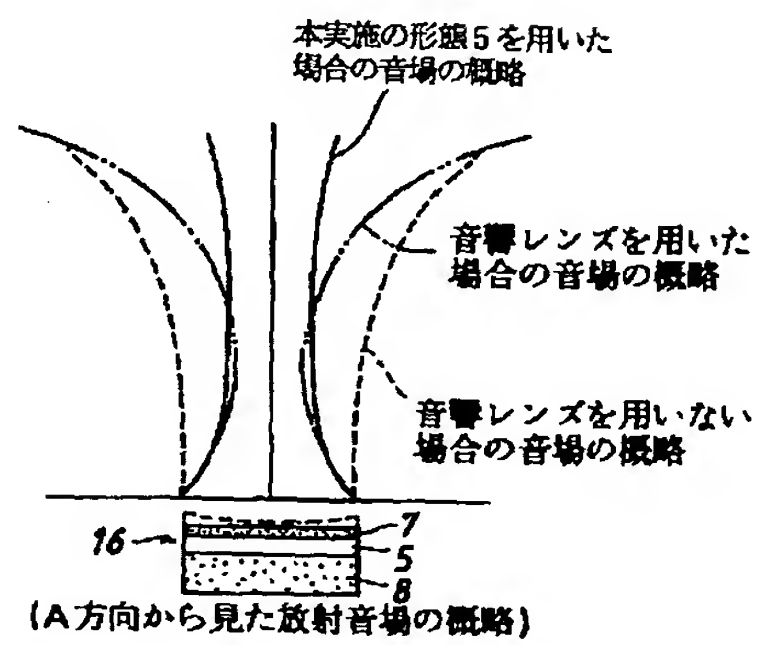
【図38】



【図33】



【図34】



【図35】

